

# Características desejáveis de um bom cabo - eletrodo

KURT KANINSKI\*, LUIS FELIPE P. MOREIRA\*\*, ROBERTO C. LATINI\*\*\*, CARMINE MAGLIO NETO\*\*\*\*

## INTRODUÇÃO

Dos primórdios da estimulação cardíaca até há poucos anos atrás, o cabo-eletrodo do sistema de estimulação cardíaca artificial não havia sofrido grandes inovações tecnológicas. Como interface entre o músculo cardíaco e o gerador de pulsos, a preocupação primeira na etapa de desenvolvimento desse importante dispositivo foi com seu desempenho mecânico, assim como nos geradores de pulso, o objetivo principal foi a obtenção de uma fonte de energia confiável.

O rápido desenvolvimento da tecnologia eletrônica trouxe geradores de pulso cada vez mais sofisticados. Percebeu-se, então, a necessidade de maior aperfeiçoamento dos eletrodos. Sem inovações nessa área, todo o rendimento dos geradores de pulso seria comprometido seriamente, tanto do ponto de vista de seus parâmetros de estimulação, como de sensibilidade.

Não se poderia pensar, por exemplo, em geradores de pulso de dimensões mais reduzidas, se não se conseguissem cabos-eletrodos que propiciassem limiares de estimulação mais baixos e impedâncias mais

elevadas. Esses dois fatores permitem maior economia de energia e possibilitam — em conjunto com circuitos eletrônicos que consomem cada vez menos corrente — a utilização de baterias cada vez menores.

Devido a isso, já temos hoje geradores de pulso com menos de 6 mm de espessura e peso entre 20 e 25g.

Este trabalho pretende fazer um apanhado geral sobre os cabos-eletrodos. Para tanto, analisaremos cada um de seus componentes básicos separadamente. O cabo-eletrodo pode ser dividido em quatro partes: condutor, isolante, conector e eletrodo (Figura 1).

## CABO CONDUTOR

O condutor elétrico, ou cabo condutor, é o componente metálico que nasce no conector e termina no eletrodo. Tem por função conduzir o impulso elétrico proveniente do gerador até o eletrodo, e trazer o sinal detectado pelo eletrodo até o gerador.

Ele deve atender aos seguintes requisitos:

**a. Alta resistência mecânica** à flexão, torção e alongamento.

Imaginemos o trajeto de um cabo-eletrodo ventricular endocavitário. Ele inicia o percurso no subcutâneo da região subclavicular direita ou esquerda, entra numa veia (onde é amarrado), desemboca em outra, a cava superior, entra no átrio direito, atravessa a válvula tricúspide e parte do ventrículo direito, onde o eletrodo é fixado à parede ventricular.

A cada ciclo cardíaco, o cabo está sujeito, então, a um complexo movimento que se repete ao redor de 37 milhões de vezes ao ano.

Somam-se ao movimento do coração, ainda outros três: o do braço, o do tórax e o respiratório.

**b. Flexibilidade**, para que o condutor acompanhe o movimento do coração, interferindo o menos possível em seu funcionamento.

**c. Resistência à corrosão**, para evitar degeneração e conseqüente liberação de partículas do material, caso haja penetração de líquido dentro do cabo por falha de isolamento.

**d. Baixa resistência elétrica**, minimizando assim perdas na energia entregue pelo gerador de pulso ao músculo cardíaco.

\* Engenheiro Eletrônico — MACCHI/CPI

\*\* Médico — INCOR

\*\*\* Biomédico — MACCHI/CPI

\*\*\*\* Engenheiro Eletrônico — BIOEQUIP

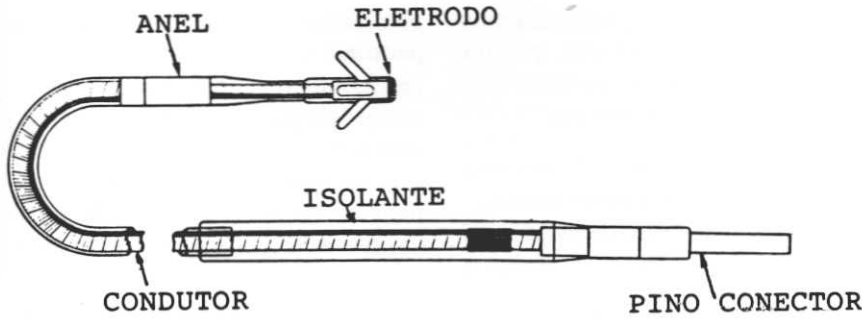


Fig.1 — Componentes básicos do cabo-eletrodo

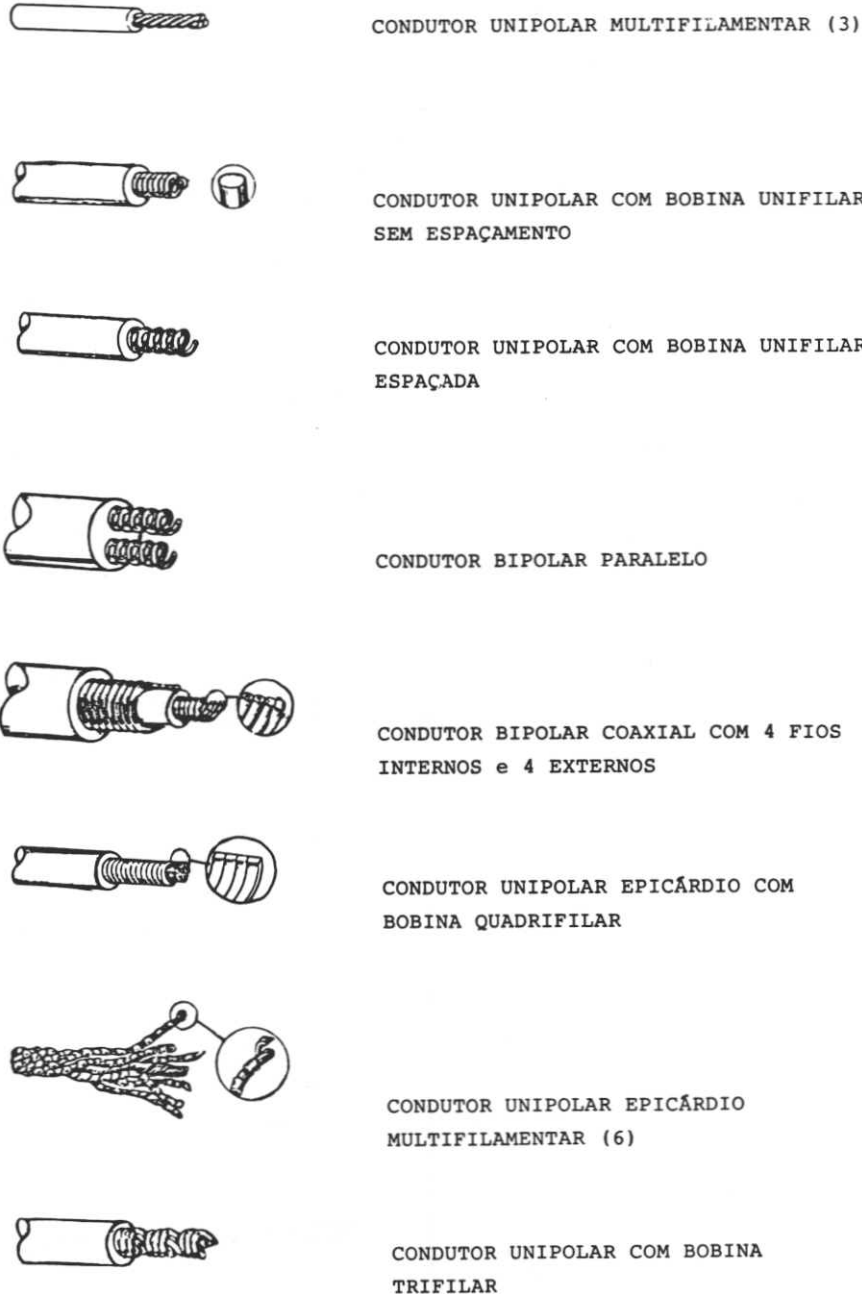


Fig. 2 — Tipos de condutores

**e. Pequeno diâmetro**, principalmente para cabos endocárdicos. Isso é particularmente importante quando é necessário passar dois cabos-eletrodos na mesma veia para implante de um sistema de dupla-câmara.

Estas características têm sido atendidas por ligas metálicas especiais, compostas basicamente por cromo, cobalto, ferro, níquel e molibdênio. Duas ligas comumente utilizadas hoje recebem os nomes comerciais de Elgiloy® e MP 35 N®. Veja na Tabela 1 a composição básica do Elgiloy®.

MP 35 N — Marca registrada da Dupont

Elgiloy — Marca registrada da Elgin Watch Company

O cabo condutor pode ter ainda diversos arranjos físicos diferentes, como ilustrado na Figura 2.

TABELA 1  
Composição do Elgiloy

Cobalto	40%	Manganês	2%
Cromo	20%	Ferro	15%
Níquel	15%	Carbono	0,15%
Molibdênio	7%	Berílio	0,15%

## ISOLANTE

O isolante é o material que recobre todo o condutor e, além do eletrodo, é a única parte do cabo-eletrodo que permanece em contato direto com o organismo (vide Figura 1).

Por esse motivo, é necessário que ele possua:

**Excelente biocompatibilidade.** Pelo contato direto com o organismo, o material deve ser atóxico e não trombogênico;

**Inércia química.** Suas características e estruturas não devem alterar ou serem alteradas pelo líquido orgânico;

**Pequena espessura**, para que o cabo-eletrodo tenha o menor diâmetro possível;

**Flexibilidade e resistência mecânica**, para que possa suportar os complexos movimentos a que está sujeito.

Atualmente, os materiais isolantes utilizados para cabos-eletrodos implantáveis são o silicone e o poliuretano. A borracha de silicone é, sem dúvida, o material mais utilizado, pois, além de flexibilidade, biocompatibilidade e boa inércia química, possui durabilidade comprovada. Sua maior desvantagem em relação ao poliuretano era, até pouco tempo atrás, a necessidade de maior espessura. Já existem, porém, as chamadas borrachas de silicone de "alta performance" que permitem espessuras tão pequenas quanto as do poliuretano, sem comprometer sua durabilidade.

Dentro da família dos poliuretanos, existem alguns tipos que são adequados à utilização, como isolantes para cabos-eletrodos implantáveis. A sua maior vantagem é a alta flexibilidade e poder de isolamento, podendo-se obter excelentes características técnicas com pequena espessura de material. Constataram-se, no entanto, diversos casos de degradação da camada de poliuretano em cabos-eletrodos já implantados, decorridos curtos períodos de tempo pós-implante, levando a falhas de isolamento. Cabos-eletrodos com isolamento em poliuretano produzidos mais recentemente, porém, parecem não apresentar os mesmos problemas.

## CONECTOR

O conector é o terminal que interliga o cabo-eletrodo ao gerador de pulso. Defeitos nessa conexão podem gerar falhas de estimulação ou sensibilidade, descarga precoce de bateria ou até mesmo estimulação muscular. Por isso, o conector deve possibilitar uma fixação mecânica

adequada e simples de ser executada no momento do implante, possuir bom contato elétrico e permitir uma perfeita vedação do sistema.

Deve, também ser tão pequeno quanto possível para evitar aumento do volume no gerador de pulso, pois quanto maior o conector, maior a sede do conector no gerador de pulso.

Infelizmente, não há uma padronização de conectores por parte dos diversos fabricantes. Isso significa que geradores de pulso de um fabricante são compatíveis apenas com seus cabos-eletrodos ou com o de alguns outros fabricantes. É verdade que existem diversos tipos de adaptadores disponíveis no mercado, que permitem transformar um tipo de conector em outro. Em nossa opinião porém, tal prática deve ser evitada. Além de ser uma adaptação, isso requer a instalação de um dispositivo a mais, o que aumenta a probabilidade de falha na cone-

xão. Seria ideal que houvesse uma padronização mundial dos conectores. Enquanto isso não ocorre, deve ser redobrado o cuidado do cirurgião sobre esse ponto, informando-se sobre quais são os tipos mais compatíveis ou ainda quais os adaptadores a utilizar em cada caso. O mais indicado, no entanto, é utilizar, sempre que possível, gerador e cabo-eletrodo do mesmo fabricante.

Os conectores podem ser inicialmente classificados como bipolares e unipolares. A partir disso, abrangem um leque de opções que resumimos na Figura 3.

Ressaltamos, porém, que em cada uma das seis opções existem, ainda, variações de fabricante para fabricante que vão desde pequenas diferenças dimensionais até a colocação dos anéis de vedação no conector para uns, e na sede do gerador de pulso para outros, como mostrado no último item da Figura 3. A utilização, por exemplo, de um ca-


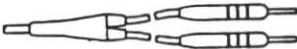


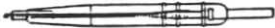


TIPO DE CONECTOR	MODELO
5 ou 6 mm Bipolar Bifurcado	
5 ou 6 mm Bipolar Bifurcado Separado	
3.2 mm Bipolar (In-Line)	
5 mm Unipolar	
6 mm Unipolar	
3.2 mm VS.1 Unipolar	
3.2 mm Unipolar	

Fig. 3 — Alguns tipos de conectores

bo-eletrodo com conector 5 mm, sem anéis de vedação, com um gerador de pulso com sede de 5 mm, também sem anéis de vedação, pode levar a falha de vedação e consequente infiltração de líquido orgânico na conexão. Em outro exemplo, um conector "tipo" 6 mm de um fabricante A pode não ser perfeitamente compatível com um gerador com sede tipo "6 mm" de um fabricante B, devido às diferenças dimensionais.

Até hoje, o tipo de conector mais utilizado no mercado brasileiro era o de 5 mm. Recentemente, tem crescido o número de cabos-eletrodos com conectores de 3.2 mm (baixo perfil). Esse conector tem a vantagem de possibilitar a redução do tamanho do sistema de conexão, fato imprescindível para a produção de geradores com menor perfil.

## ELETRODO

Chegamos, finalmente, ao elemento principal do cabo-eletrodo: o **eletrodo**.

Podemos defini-lo como sendo o terminal do cabo-eletrodo, que fica em contato direto com o músculo cardíaco. Dessa pequena "ponta" do cabo-eletrodo, espera-se:

- Baixos limiares de estimulação de tensão e corrente;
- Baixos limiares de estimulação crônicos;
- Captação aguda e crônica semelhantes;
- Impedâncias baixas para captação;
- Rápida fixação endocárdica com mínima reação tissular;
- Inércia química (resistência a corrosão ou degradação);
- Biocompatibilidade.

### 1. Fixação

Quanto ao local de implante, os eletrodos podem ser epicárdicos ou endocárdicos.

Devem permitir uma fixação mecânica estável, sem provocar grandes reações do tecido cardíaco.

A fixação pode ser de forma passiva (sem perfuração do miocárdio) ou de forma ativa (com perfuração do miocárdio).

A fixação passiva, que só se aplica a eletrodos endocárdicos, é realizada ancorando-se a ponta do cabo-eletrodo na região trabecular do ventrículo direito, por intermédio de flanges, aletas ou ambas. Para implantes atriais de fixação passiva, utilizam-se eletrodos, em forma de "J" (Figura 4).

No caso de fixação ativa, esta se realiza, por exemplo, por meio de uma espiral que penetra no miocárdio, à medida que é girada. Para implantes endocárdicos, essas espirais podem ser fixas ou retráteis. Já existem eletrodos com espirais fixas recobertas com manitol. Este revestimento dissolve-se após algum tempo em contato com o sangue e, nesse instante, o eletrodo torna-se uma espiral fixa não retrátil tradicional.

A vantagem é que assim como as espirais retráteis, a espiral recoberta evita perfurações na veia do paciente, durante a passagem pela mesma.

Em todos os casos citados, devido a uma reação do organismo, forma-se maior ou menor camada de fibrose sobre os eletrodos. Essa formação tem início logo após o implante e, ao mesmo tempo que possibilita melhor fixação mecânica do eletrodo, altera os parâmetros elétricos de estimulação e sensibilidade.

### 2. Materiais utilizados

Exigências elétricas, mecânicas e químicas levam ao desenvolvimento de diferentes materiais para a produção de eletrodos. Podemos dividi-los em:

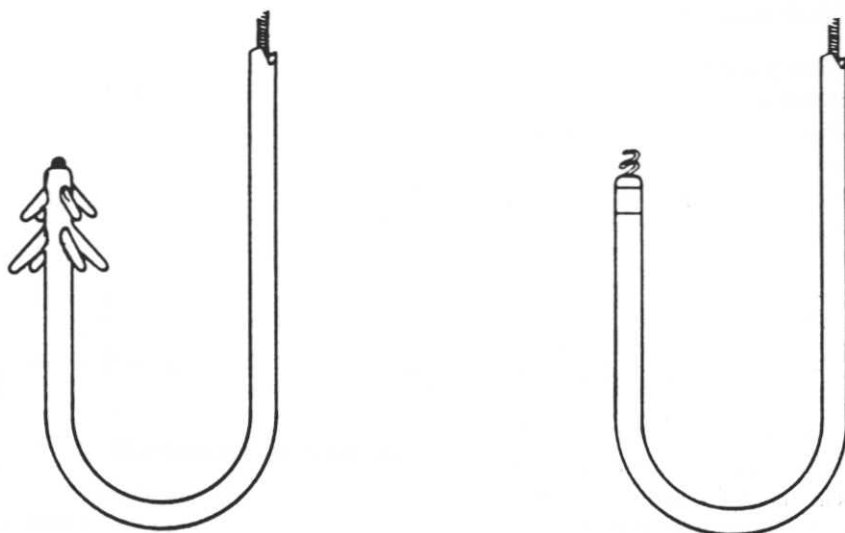


Fig. 4 — Exemplos de eletrodos atriais em J

Dentre os metálicos, encontramos eletrodos de platina-irídio, platina, pentóxido de tântalo, elgiloy, titânio e outros, dos quais o mais usado é o de platina-irídio. Dentre os de carbono, o vítreo apresenta superfície especular, enquanto o pirrolítico tem a superfície porosa.

A principal vantagem do carbono é a pequena reação tissular que ele provoca junto ao músculo cardíaco, devido à sua alta biocompatibilidade.

**3. Considerações eletroquímicas**

Em cada um dos lados da interface eletrodo-coração, os portadores de cargas são diferentes em sua natureza.

No eletrodo, a corrente elétrica é transportada por intermédio de elétrons.

No eletrólito, ela é transportada através de íons

Quando o eletrodo é imerso no eletrólito, há redistribuição de cargas até que os potenciais eletroquímicos se igualem. Com isso, forma-se uma camada de cargas sobre a superfície do eletrodo, a qual denomina-se "Camada de Helmholtz", que é, eletricamente falando, um capacitor de capacitância surpreendentemente alta, variando entre 0,2 e 0,5  $\mu$  F/mm<sup>2</sup> dentro das frequências de nosso interesse.

Em paralelo com esse capacitor, podemos considerar a existência de uma resistência ôhmica que é dependente da frequência e densidade de corrente. É conhecido como "Resistência de Warburg" (Figura 6).

A fonte de tensão apresentada no circuito equivalente representa o elemento de tensão do eletrodo.

Claro que a Figura 6 é apenas uma aproximação de primeira ordem. O sistema real é químico e possui diversos processos diferentes ocorrendo em tempos e lugares diferentes.

TIPO DE FIXAÇÃO	MODO DE FIXAÇÃO	MODELO	
PASSIVA	Endocárdico	FLANGE	
		ALETAS	
		FLANGE + ALETAS	
ATIVA	Endocárdico	FIXA	
		RETRÁTIL	
		FIXA RECOBERTA	
	Epicárdico	FIXA	

Fig. 5 — Tipos de Fixação

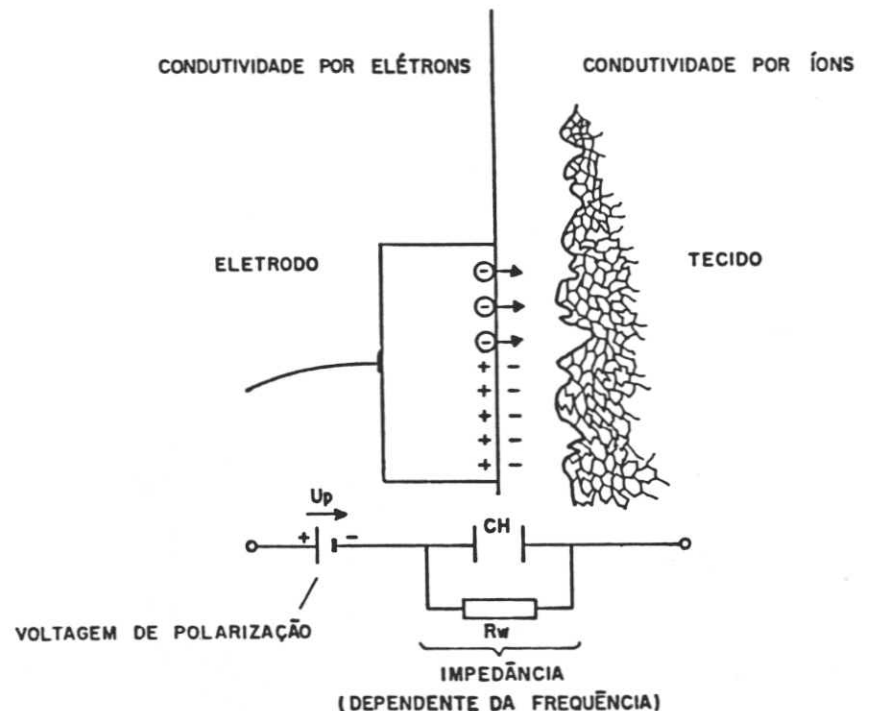


Fig. 6 — Modelo elétrico da interface eletrodo-coração

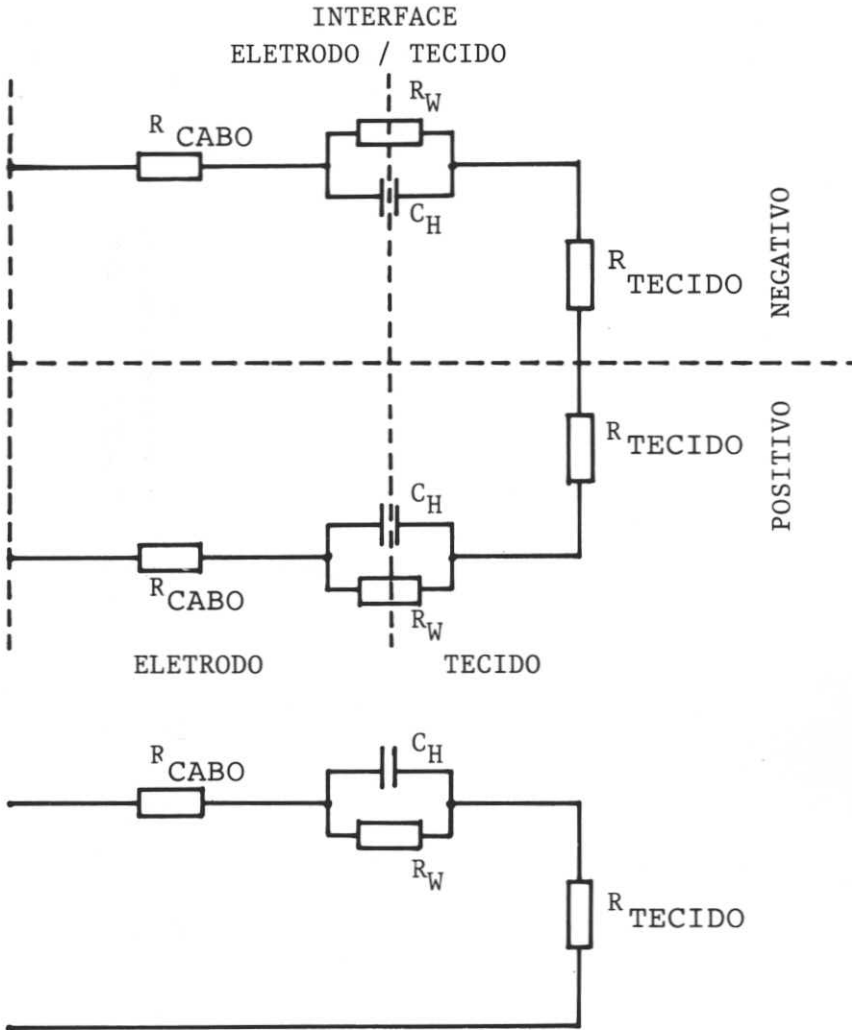


Fig. 7 — Modelo elétrico para sistemas uni e bipolares

Ao contrário dessa interface eletrodo-coração, a condutividade do tecido miocárdico é puramente ôhmica e é da ordem de 600 a 700 ohms/cm (para impulsos com duração na faixa de 1 ms).

Na Figura 7, temos os esquemas completos para os sistemas unipolares e bipolares.

Nos sistemas bipolares, a interface entre o eletrodo e o eletrólito aparece duas vezes. No modo unipolar, sendo a área de condução do eletrodo indiferente muito maior, sua impedância pode ser desprezada em relação ao eletrodo ativo.

#### 4. Limiar de Estimulação

Os principais fatores que afetam o limiar de estimulação são:

- Duração e morfologia do pulso;
- Área do eletrodo;
- Polarização;
- Espessura da fibrose;
- Material do eletrodo;
- Forma do eletrodo (esférico, *screw-in*, cilíndrico etc);
- Irritação do tecido;
- Variações do eletrólito;
- Drogas.

Esses parâmetros não são totalmente independentes. Por exemplo, a polarização depende da área e forma do eletrodo. Mesmo assim, examinaremos alguns deles separadamente.

#### 4.1. Limiar x área de superfície do eletrodo

Considerando-se um eletrodo esférico de raio  $r_0$ , e que o limiar de estimulação depende da densidade de corrente aplicada, da distância entre o centro do eletrodo e a parte excitável do músculo cardíaco e da resistividade do eletrólito, podemos dizer que:

$$V_{min} = J_{min} \times \rho \times \frac{r^2}{r_0}$$

onde:

- $V_{min}$  = limiar de estimulação
- $J_{min}$  = densidade de corrente mínima
- $\rho$  = resistividade do eletrólito
- $r_0$  = raio do eletrodo
- $r$  = distância entre o centro do eletrodo e a parte excitável do músculo cardíaco
- $e$  = espessura da fibrose

Podemos, assim, concluir que:  
a. O limiar agudo é diretamente proporcional a área do eletrodo, pois

$$V_{min} = J_{min} \times \rho \times \frac{r^2}{r_0}$$

No momento do implante,  $r = r_0$ ,  
logo  $V_{min} = J_{min} \times \rho \times \frac{r^2}{r_0}$   
 $= J_{min} \times \rho \times r_0$

Portanto:  $V_{min}$  é diretamente proporcional a  $S_0$  (área do eletrodo) ou seja, quanto menor a área do eletrodo, menor o limiar de estimulação aguda.

b. O limiar crônico é diretamente proporcional à relação  $S/S_0$ , onde  $S$  é a área do eletrodo de raio  $r$ , pois  $V_{min} = J_{min} \times \rho \times \frac{r^2}{r_0}$  e como

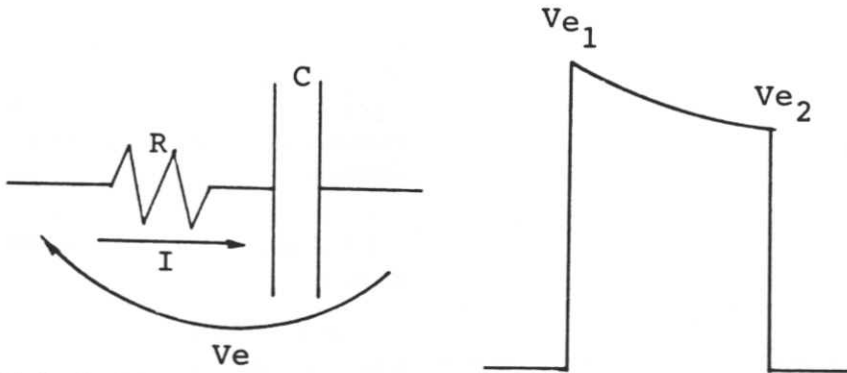


Fig. 8 — Queda de tensão da interface

após o implante existe o crescimento de fibrose,  $r$  é maior do que  $r_0$  e, portanto,  $V_{min}$  é proporcional à relação  $\frac{S}{S_0}$ , ou seja, quanto menor a fibrose, menor o limiar de estimulação crônico.

**4.2. Limiar x Polarização do eletrodo**

A polarização do eletrodo é causada, como já mostrado anteriormente, pela diferença de portadores de carga elétrica na superfície do eletrodo (elétrons) e no interior do eletrólito (íons).

A recombinação desses portadores na interface cria uma zona eletricamente neutra. Essa camada elétrica dupla forma o “Capacitor de Helmholtz”.

No intuito de estimar a influência da impedância de polarização no limiar de estimulação e permitir a determinação das relações entre perdas por polarização, largura de pulso e área do eletrodo, podemos supor que:

$$Ve_1 = R \cdot I$$

$$Ve_2 = (R + \frac{t}{C}) \cdot I$$

onde (vide figura 8):

- R = resistência do eletrodo
- t = largura do pulso do gerador

- C = capacitância da interface eletrodo-coração
- Ve = tensão da ponta do eletrodo
- I = corrente elétrica
- Ve<sub>1</sub> = tensão no início do pulso emitido pelo gerador
- Ve<sub>2</sub> = tensão no fim de pulso emitido pelo gerador

A queda de tensão na interface é, portanto:

$$\Delta Ve = Ve_2 - Ve_1 = I (R + \frac{t}{C}) - R \cdot I$$

$$I (R + \frac{t}{C}) - R \cdot I = R \cdot I + \frac{t}{C} \cdot I - R \cdot I$$

$$\Delta Ve = \frac{t}{C} \cdot I$$

Como pela lei de Ohm:  $I = \frac{Ve}{R}$

então:

$$\Delta Ve = \frac{t}{C} \cdot \frac{Ve}{R} \text{ ou } \frac{\Delta Ve}{Ve} = \frac{t}{RC}$$

Além disso, como a constante RC é dependente da área do capacitor de Helmholtz:

$$\frac{\Delta Ve}{Ve} = \frac{t}{S}$$

ou seja:

A perda por polarização é proporcional à largura do pulso e inversamente proporcional à área do eletrodo. Ou seja, quanto maior a área de contato eletrodo-eletrólito, menores as perdas por polarização

No item anterior vimos que quanto menor a área do eletrodo, menor o limiar; mostramos agora que quanto maior a área de contato eletrodo-eletrólito, menor o limiar (Figura 9).

Essas duas conclusões contraditórias levaram à construção de eletrodos com área de estimulação menor, para minimizar limiares de estimulação de corrente e tensão, mas com áreas de contato, com eletrólitos, maiores para minimizar perdas por polarização. Surgiram, então, os eletrodos porosos (Figura 10).

**4.3. Limiar x Espessura da fibrose**

A fibrose em volta do eletrodo aumenta a distância entre o eletrodo e o tecido excitável. Conseqüentemente, a densidade de corrente ao nível do músculo cardíaco é reduzida, resultando em aumento de limiar, como já mostrado no item 4.1.

Na Figura 11 observamos a redução da densidade de corrente com o aumento da fibrose. Esta diminuição da densidade de corrente pode levar até a perda do comando.

A prática tem mostrado que os eletrodos com melhores resultados possuem área entre 7 e 10mm<sup>2</sup>.

**4.4. Limiar x Forma do eletrodo**

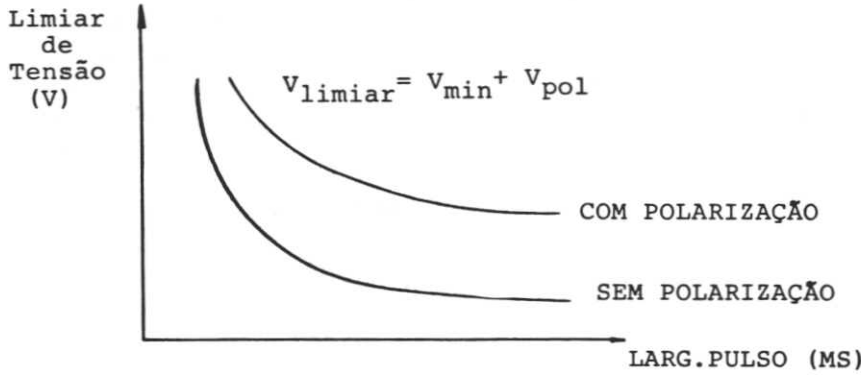
A forma do eletrodo influi na distribuição de cargas e na densidade de corrente do eletrodo. É lógico se pensar, então, que essa forma tenha influência no comportamento elétrico global dos eletrodos.

**4.5. Limiar x Irritação do tecido**

Quanto mais o tecido sofrer processo de irritação, maior a sua reação e maior a espessura da fibrose resultante, aumentando o limiar crônico.

Eletrodos de fixação ativa proporcionam, devido a isso, limiares mais elevados que os de fixação passiva. Uma outra opção existente ho-

je são os eletrodos com corticosteroídes que, diminuindo a reação tissular, objetivam menor formação fibrótica.



QUANTO MAIOR A ÁREA DE CONTATO ELETRODO/ ELETRÓLITO MENORES AS PERDAS POR POLARIZAÇÃO.

Fig. 9 — Limiar x polarização

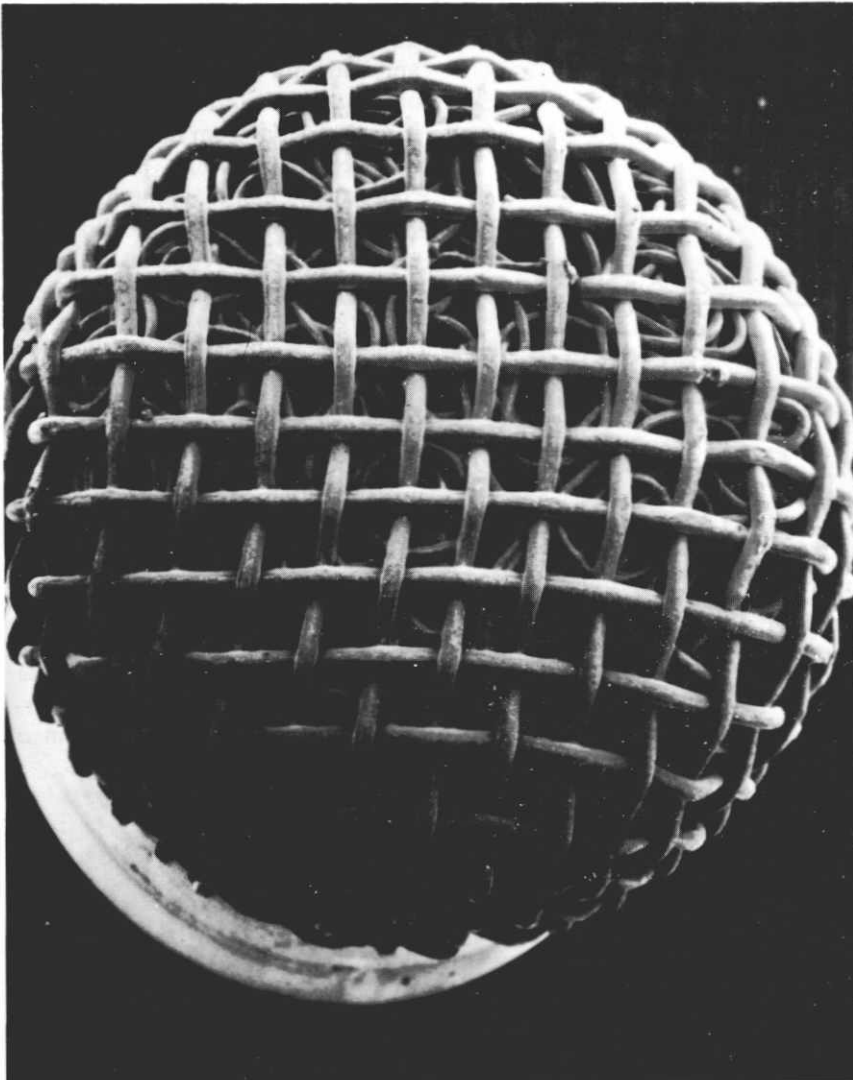


Fig. 10 — Foto ampliada de eletrodo do tipo poroso

## 5. Detecção de potenciais endocavitários

A qualidade da detecção de uma despolarização endocavitária espontânea é função de:

- **Área de superfície do eletrodo** — Quanto maior a área do eletrodo, melhor o seu poder de captação;

- **Polarização do eletrodo** — Quanto menor a polarização, menor a impedância de captação e, conseqüentemente, menor a atenuação dos potenciais endocavitários;

- **Espessura da fibrose** — A formação de camada fibrótica provoca modificações na morfologia dos complexos QRS detectados, alargando-os (Figura 12);

- **Tipo de eletrodo** — Existem, atualmente, controvérsias sobre as vantagens e desvantagens do sistema unipolar em relação ao sistema bipolar, do ponto de vista da captação dos potenciais endocavitários. Um grupo defende a idéia de que o sistema unipolar é melhor no aspecto de captação, pois possui antena de captação maior que o sistema bipolar, entretanto, o grupo que defende o sistema bipolar garante que a proximidade dos pólos de captação não afeta o desempenho do sistema e ainda atenua a captação de interferências eletromagnéticas e miopotenciais a que os sistemas unipolares estão mais sujeitos.

Tanto os eletrodos de ponta porosa como os eletrodos de carvão utilizados atualmente possuem área de estimulação — área de superfície externa — reduzida, da ordem de  $8\text{mm}^2$ , e área de detecção — área de superfície efetiva — aumentada, da ordem de  $45\text{mm}^2$ . Os objetivos são reduzir as perdas por polarização, diminuir o limiar de estimulação, aumentar a detecção endocavitária e, além disso, reduzir deslocamentos de cabos, visto que o crescimento da fibrose através dos poros ou da treliça metálica facilita a fixação mecânica do eletrodo.



Como a qualidade da detecção é função da área de superfície do eletrodo, polarização do eletrodo e espessura da fibrose, o *slew-rate* pode

também sofrer, como o limiar de estimulação, grande alteração com a instalação da fibrose.

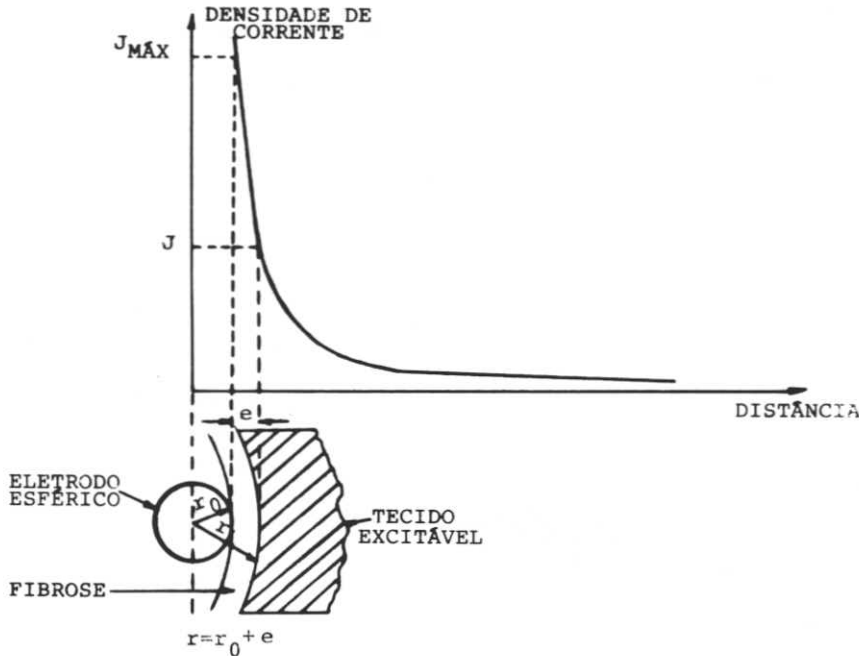


Fig. 11 — Limiar x espessura da fibrose

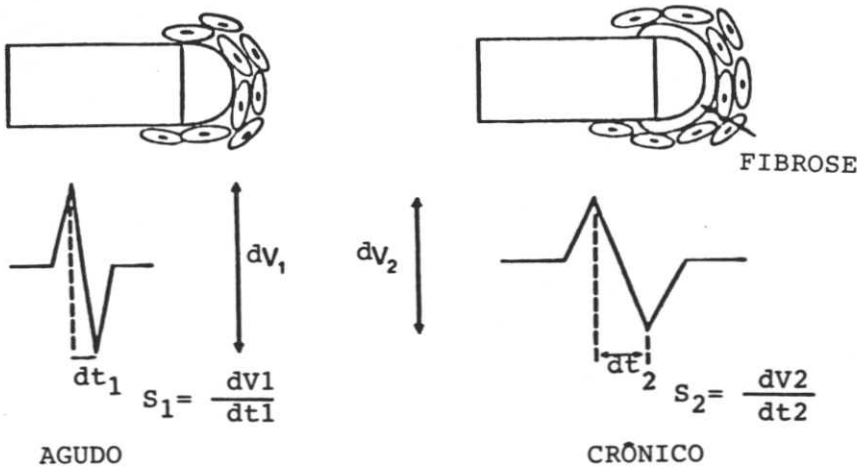


Fig. 12 — Modificação do Eletrograma: detecção aguda x crônica

## CONCLUS\c{A}O

O avanço experimentado pelos cabos-eletrodos nesses \c{u}ltimos anos foi expressivo. Em todos os seus componentes foram efetuadas melhorias. O conector teve suas dimensões reduzidas. O isolante ganhou impulso a partir do uso do poliuretano e do silicone de "alta performance". O condutor, que nasceu e durante muito tempo foi utilizado em forma de espiral unifilar, melhorou sua disposição e composição, diminuindo a resistência elétrica e aumentando a confiabilidade mecânica.

No eletrodo, a utilização de novos materiais, aliada à tecnologia de torn\c{a}-lo poroso, tornou vi\c{a}vel o emprego de geradores de pulso de reduzidas dimensões, já que a eficiência do estímulo foi significativamente ampliada em relação àquela que se obtinha com eletrodos de platina-iridiada polida. Com isso, o consumo de energia diminuiu, podendo-se consequentemente, aumentar a longevidade dos geradores, utilizando-se as mesmas baterias, ou então diminuir o tamanho dos mesmos pelo emprego de baterias de menor capacidade, sem alterar a longevidade.

N\c{a}o se pode ainda dizer que temos o cabo-eletrodo ideal, porém acreditamos que hoje, tecnologicamente, os cabos-eletrodos dispon\c{i}veis est\c{a}o em um n\c{iv}el de qualidade, confiabilidade e eficiência compar\c{a}vel ao dos geradores de pulso.

Como o cabo-eletrodo é o grande e insepar\c{a}vel parceiro do gerador de pulso, o sucesso da estimulação cardíaca artificial só é obtido com o perfeito desempenho de ambos.

## REFER\c{E}NCIAS BIBLIOGR\c{A}FICAS

1. AMUNDSON, D. C.; Mc ARTHUR, W.; MOSHARRAFA, M. — The porous endocardial electrode. *PACE*: 2:40, 1979.
2. FISCHLER, H. — Polarization properties of small - surface-area pacemaker electrodes — Implications on reliability of sensing and pacing. *PACE*, 2: 403, 1979.
3. FISCHLER, H.; SCHWAN, H. P. — Polarisation impedance of pacemaker electrodes — In Vitro studies simulating practical operation *Med. Electron. Biol. Eng. Comput.*:79, 1981.
4. GARBEROGLIO, B.; INGUAGGIATO, B.; CHINAGLIA, B.; CERISE, O. — Initial results with an Activated Pyrolytic Carbon Tip Electrode. *PACE*, 6: 440, 1983.

5. GOULD, L.; PATEL, C.; BECKER, W. — Long term threshold stability with Porous Tip Electrodes. *PACE*, **9**: 1202, 1986.
6. GOULD, L.; PATEL, C.; BETZU, R.; GOPALASWAMY, C.; BECKER, W. — Stability of long-term thresholds when utilizing Porous Tip Electrodes. *Clin. Prog. Electrophysiol. and Pacing*, **3**(1): 365, 1985.
7. IRNICH, W. — Sensing properties of pacemaker leads. *PACE*, **9**: 1197, 1986.
8. KAY, G. N.; EPSTEIN, A. E.; PLUMB, V. J. — Comparison of unipolar and bipolar active fixation atrial pacing lead. *PACE*, **11**: 544, 1988.
9. KRUSE, I. M. — Long term performance of endocardial leads with Steroid - Eluting Electrodes. *PACE*, **9**: 1217, 1986.
10. LEWIN, G.; MYERS, G. H.; PARSONNET, V.; ZUCKER, I. R. — A non polarizing electrode for physiological stimulation. *Trans. Amer Soc. Artif. Int. Organs*, **13**: 345, 1967.
11. MOND, H. C. — The pacemaker lead, In: *THE CARDIAC PACEMAKER, FUNCTION and MALFUNCTION*: 49, 1983.
12. MOND, H.; STORES, K.; HELLAND, J.; GRIGG, L.; KERTES, P.; PATE, B.; HUNT, D. — The Porous Titanium Steroid Eluting Electrode: a double blind study assessing the stimulation threshold effects of steroid. *PACE*, **11**: 214, 1988.
13. MUND, D.; RICHTER, G.; WEIDLICH, E.; FAHLSTROMU — Electrochemical properties of Platinum, Glassy Carbon, and Pyrographite as stimulating electrodes. *PACE*, **9**: 1225, 1986.
14. NASPE ABSTRACTS — Leads and Electrodes. *PACE*, **11**: 495, 1988.
15. PIOGER, G.; GARBEROGLIO, B — Pacemaker electrodes and problems related to cardiac pacing and sensing: current solutions and future trends. *Life Support Systems*, **2**: 169, 1984.
16. RIPARI, A.; MUGICA, J. — Electrode - Heart interface: definition of the ideal electrode. *PACE*, **6**: 410, 1983.
17. STORES, K.; STEPHENSON, N. L. — The implantable cardiac pacing lead. Just a simple wire? *The Third Decade of Cardiac Pacing*: 365, 1981.
18. THULL, R.; SCHALDACH, M. — Electrochemistry of after - pacing potentials on electrodes. *PACE*, **9**: 1191, 1986.
19. TIMMIS, G. C.; HELLAND, J.; WESTVEER, D. C.; STEWART, J.; GORDON, S. — The evolution of low threshold leads. *Clin. Prog. in Pac. and Electrop*, **1**(4): 330, 1983.
20. WETNMAN, J.; MAHLER, J. — An analysis of electrical properties of metal electrodes. *Med. Electron. Biol. Eng.* **2**: 299, 1964.